

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

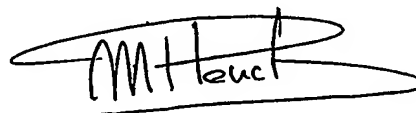
Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 30 JUL 2003

DOCUMENT DE PRIORITÉ

PRÉSENTÉ OU TRANSMIS
CONFORMÉMENT À LA
RÈGLE 17.1.a) OU b)

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets



Martine PLANCHE

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint Petersburg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23
www.inpi.fr



5 bis, rue de Saint Pétersbourg
5800 Paris Cedex 08
téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

1er depoi

BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



REQUÊTE EN DÉLIVRANCE page 1/2



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 540 W / 010501

REMISE DES PIÈCES DATE 2 SEPT 2002 LIEU 74 N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI 0210838 DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI 02 SEP. 2002		1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE CABINET PLASSERAUD 84, rue d'Amsterdam 75440 PARIS CEDEX 09	
Vos références pour ce dossier (facultatif) BFFQ20242			
Confirmation d'un dépôt par télécopie		<input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie	
2 NATURE DE LA DEMANDE		Cochez l'une des 4 cases suivantes	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N° _____ Date _____	
ou demande de certificat d'utilité initiale		N° _____ Date _____	
Transformation d'une demande de brevet européen		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N° _____ Date _____	
3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) PROCEDE ET DISPOSITIF D'IMAGERIE UTILISANT DES ONDES DE CISAILLEMENT.			
4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE		Pays ou organisation _____ N° _____ Date _____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date _____ Pays ou organisation _____ N° _____ <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
5 DEMANDEUR (Cochez l'une des 2 cases)		<input checked="" type="checkbox"/> Personne morale <input type="checkbox"/> Personne physique	
Nom ou dénomination sociale Prénoms Forme juridique N° SIREN Code APE-NAF		CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE - CNRS - Etablissement Public, Scientifique et Technologique EPST 3, rue Michel Ange 75794 PARIS Cédex 16	
Domicile ou siège Rue Code postal et ville Pays		FRANCE Française	
Nationalité N° de téléphone (facultatif) Adresse électronique (facultatif)		N° de télécopie (facultatif)	
<input checked="" type="checkbox"/> S'il y a plus d'un demandeur, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»			

REMISE DES PIÈCES DATE LIEU 2 SEPT 2002 N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI 0210838		Réservé à l'INPI DB 540 W / 010
Vos références pour ce dossier : <i>(facultatif)</i>		BFF020242
MANDATAIRE (s'il y a lieu) Nom Prénom Cabinet ou Société N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel Adresse Rue Code postal et ville Pays N° de téléphone <i>(facultatif)</i> N° de télécopie <i>(facultatif)</i> Adresse électronique <i>(facultatif)</i>		Cabinet PLASSERAUD 84, rue d'Amsterdam 75009 PARIS
INVENTEUR(S) Les demandeurs et les inventeurs sont les mêmes personnes		Les inventeurs sont nécessairement des personnes physiques <input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non : Dans ce cas remplir le formulaire de Désignation d'inventeur(s)
RAPPORT DE RECHERCHE Établissement immédiat ou établissement différé		Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation) <input checked="" type="checkbox"/> Établissement immédiat <input type="checkbox"/> Établissement différé
Paiement échelonné de la redevance <i>(en deux versements)</i>		Uniquement pour les personnes physiques effectuant elles-mêmes leur propre dépôt <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES		Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention <i>(joindre un avis de non-imposition)</i> <input type="checkbox"/> Obtenue antérieurement à ce dépôt pour cette invention <i>(joindre une copie de la décision d'admission à l'assistance gratuite ou indiquer sa référence)</i> : AG
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes		
SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire) Eric BURBAUD 94-0304		VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI C. TRAN

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE

Page suite N° 1 / 1

BR/suite

Remise des pièces
Date **2 SEPT 2002**
Lieu **74**
N° d'enregistrement **02 10838**
National attribué par l'INPI

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

CB 829 W r 01/03/01

Vos références pour ce dossier (facultatif)		BFF020242	
<input checked="" type="checkbox"/> DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE		Pays ou organisation	
		Date	
		Pays ou organisation	
		Date	
<input checked="" type="checkbox"/> DEMANDEUR (Cochez l'une des 2 cases)		<input checked="" type="checkbox"/> Personne morale	<input type="checkbox"/> Personne physique
		Nom ou dénomination sociale	
		Prénoms	
		Forme juridique	
		Etablissement Public à caractère scientifique, culturel et professionnel	
		N° SIREN	
		Code APE-NAF	
Domicile ou siège	Rue	2, Place Jussieu 75251 PARIS CEDEX 05	
	Code postal et ville		
	Pays	FRANCE	
Nationalité		Française	
N° de téléphone (facultatif)			
N° de télécopie (facultatif)			
Adresse électronique (facultatif)			
<input checked="" type="checkbox"/> DEMANDEUR (Cochez l'une des 2 cases)		<input type="checkbox"/> Personne morale	<input type="checkbox"/> Personne physique
		Nom ou dénomination sociale	
		Prénoms	
		Forme juridique	
		N° SIREN	
		Code APE-NAF	
Domicile ou siège	Rue		
	Code postal et ville		
	Pays		
Nationalité			
N° de téléphone (facultatif)			
N° de télécopie (facultatif)			
Adresse électronique (facultatif)			
<input checked="" type="checkbox"/> SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		Eric BURBAUD 94-0304	
		VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI C. TRAN	

Procédé et dispositif d'imagerie utilisant des ondes de cisaillement.

La présente invention est relative aux procédés et
5 dispositifs d'imagerie utilisant des ondes de cisaillement.

Plus particulièrement, l'invention concerne un procédé d'imagerie utilisant des ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant qui contient des particules réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, procédé comprenant :

(a) une étape d'excitation au cours de laquelle on génère une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique,

(b) une étape d'observation au cours de laquelle on
15 observe la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points d'un champ d'observation dans le milieu viscoélastique, cette étape d'observation comprenant les sous-étapes suivantes :

(b1) faire émettre dans le milieu viscoélastique, par un réseau de transducteurs commandés indépendamment les uns des autres, une succession de tirs d'ondes ultrasonores de compression non focalisées à une cadence d'au
20 moins 500 tirs par seconde,

(b2) faire détecter et enregistrer en temps réel
25 des signaux acoustiques reçus du milieu viscoélastique 2, comprenant les échos générés par les ondes ultrasonores de compression non focalisées en interagissant avec les particules réfléchissantes dudit milieu viscoélastique,

(c) et au moins une étape de traitement au cours de
30 laquelle :

(c1) on traite les signaux acoustiques successifs reçus du milieu viscoélastique au cours de la sous-étape (b2) pour déterminer des images de propagation successives de l'onde de cisaillement,

(c2) et pour déterminer au moins un paramètre de mouvement du milieu viscoélastique en différents points du champ d'observation.

On obtient ainsi un "film" illustrant clairement la
5 propagation de l'onde de cisaillement dans le milieu viscoélastique, qui peut permettre une analyse qualitative et/ou quantitative pour repérer des zones de dureté différente du reste du milieu viscoélastique ou des zones ayant un temps de relaxation différent du reste du milieu viscoélastique.
10

Le document WO-A-00/55 616 décrit un exemple d'un tel procédé, dans lequel on génère l'onde de cisaillement à la surface du milieu viscoélastique. Ce procédé donne toute satisfaction notamment pour imager des zones situées
15 relativement près de la surface du milieu viscoélastique. Mais ce procédé connu ne permet pas d'observer certaines zones du milieu viscoélastique, notamment :

- des zones suffisamment profondes pour ne pas pouvoir être atteintes par des ondes de cisaillement générées en surface (les ondes de cisaillement s'atténuent rapidement),
20

- et des zones d'ombre masquées par des obstacles (notamment des parties du squelette d'un patient ou des zones liquides telles que des kystes liquides) qui gênent la propagation des ondes de cisaillement.
25

De plus, si le champ d'observation est partielle-
ment dans une zone d'ombre, il peut être nécessaire de déplacer le dispositif générateur des ondes de cisaillement en cours d'observation, ce qui est fastidieux pour l'utilisateur.
30

Enfin, le dispositif générateur des ondes de cisaillement est relativement lourd et complique le dispositif.

La présente invention a notamment pour but de pal-

lier ces inconvénients.

A cet effet, selon l'invention, un procédé du genre en question est caractérisé en ce qu'au cours de l'étape d'excitation (a), on fait générer l'onde élastique de cisaillement en faisant émettre au moins une onde ultrasonore focalisée dans le milieu viscoélastique par ledit réseau de transducteurs, la focalisation et la chronologie de ladite onde ultrasonore focalisée, ainsi que la chronologie desdites ondes ultrasonores non focalisées, étant adaptées pour qu'au moins certaines desdites ondes ultrasonores non focalisées parviennent dans le champ d'observation lors de la propagation de l'onde de cisaillement dans ce champ d'observation.

Ainsi, le même réseau de transducteurs permet à la fois d'engendrer l'onde élastique de cisaillement de façon choisie dans le champ d'observation, et d'observer ensuite cette propagation, grâce au fait que le dispositif d'imagerie est adapté pour générer soit des ondes ultrasonores focalisées permettant de générer l'onde élastique de cisaillement, soit des ondes ultrasonores non focalisées permettant d'observer la propagation de l'onde de cisaillement, et grâce au choix judicieux :

- de la chronologie de ces différentes émissions,
- et du ou des points de focalisation de l'onde ultrasonore focalisée.

Le procédé d'imagerie selon l'invention est donc aisé à mettre en œuvre pour un utilisateur, avec un dispositif relativement simple et léger. L'invention est donc d'un très faible coût de revient en comparaison de techniques concurrentes telles que l'IRM, et elle permet le cas échéant de constituer des systèmes d'imagerie ambulatoires utilisables tant en imagerie préopératoire qu'en imagerie postopératoire, voire en imagerie per-opératoire.

A titre d'exemple, dans des applications médicales,

le procédé selon l'invention peut permettre de repérer efficacement des zones cancéreuses dans les tissus d'un patient. La propagation des ondes de cisaillement s'y déroule en effet très différemment des zones voisines. Ce repérage
5 s'effectue beaucoup plus facilement que par une observation classique par simple échographie ultrasonore, puisque la propagation des ondes de cisaillement est fonction du module de cisaillement du milieu, lui-même très variable entre une zone de tissus sains et une zone de tissus cancé-
10 reux : le module de cisaillement varie typiquement dans un rapport de 1 à 30 entre une zone saine et une zone cancéreuse, alors que le module de compression, qui régit la propagation des ondes acoustiques de compression utilisées dans l'échographie ultrasonore, varie seulement de l'ordre
15 de 5% entre un tissu sain et un tissu cancéreux.

De même, on peut ainsi repérer des zones nécrosées au sein d'un tissu, par exemple des zones tumorales ayant subi un traitement par hyperthermie aux ultrasons, notamment pour évaluer l'efficacité de ce traitement par hyper-
20 thermie.

Une autre application possible de l'invention concerne l'évaluation quantitative du degré de fibrose du foie, qui est un paramètre important dans les pathologies du foie, notamment l'hépatite C.

25 On notera que l'invention permet de générer l'onde de cisaillement, et d'observer sa propagation, y compris à travers une zone liquide ou une barrière osseuse masquant totalement ou partiellement le champ d'observation (crâne, cage thoracique, etc.), puisqu'il est possible de focaliser
30 des ondes ultrasonores au travers de telles barrières (voir notamment le document WO-A-02/32316 ou la demande de brevet français n° 02 10682 du 28 août 2002).

Dans des modes de réalisation préférés du procédé selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en

outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- au cours de la sous-étape (b2), pour déterminer ledit paramètre de mouvement, on compare plusieurs images successives de propagation (par exemple par corrélation, 5 Doppler, etc.) avec une même image de référence du milieu viscoélastique, cette image de référence était déterminée en tirant au moins une onde ultrasonore de compression non focalisée dans ledit milieu viscoélastique puis en détectant et en enregistrant des échos générés par ladite onde 10 ultrasonore de compression non focalisée lorsqu'elle interagit avec les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique (on améliore ainsi la précision de la mesure du paramètre de mouvement (par exemple le déplacement) du milieu viscoélastique, notamment pour de faibles amplitudes 15 de mouvement (typiquement moins de 30 μm avec la technique d'excitation par ondes acoustiques utilisée ici) ;

- l'étape (a) est précédée d'une étape d'observation initiale (a0) au cours de laquelle on tire au moins une onde ultrasonore de compression non focalisée puis on 20 détecte et on enregistre des échos générés par ladite onde ultrasonore de compression non focalisée en interagissant avec les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, ces échos correspondant (directement ou indirectement) à une image initiale du milieu viscoélastique, et au cours 25 de la sous-étape (b2) ladite image initiale constitue ladite image de référence pour traiter au moins certaines des images successives de déplacement ;

- au cours de l'étape d'observation initiale (a0), on tire successivement plusieurs ondes ultrasonores de compression non focalisées puis on détecte et on enregistre 30 des échos générés par chaque onde ultrasonore de compression non focalisée en interagissant avec les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, ces échos correspondant (directement ou indirectement) à plusieurs images

préliminaires successives du milieu viscoélastique, et on détermine ladite image initiale du milieu viscoélastique en combinant lesdites images préliminaires successives ;

5 - ledit paramètre de mouvement est un déplacement du milieu viscoélastique ;

- l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) présente une fréquence f comprise entre 0,5 et 15 MHz et est émise pendant une durée k/f en secondes, où k est un entier compris entre 50 et 5000 et f est exprimé en Hz ;

10 - l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) présente une fréquence comprise entre 0,5 et 15 MHz et est émise pendant une succession de périodes d'émission séparées par des périodes de repos, les périodes d'émission se succédant à une cadence comprise entre 10 et 1000 émissions par seconde ;

15 - l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) est une combinaison linéaire (notamment une somme) de deux signaux monochromatiques de fréquences respectives f_1 et f_2 telles que $20 \text{ Hz} \leq |f_1 - f_2| \leq 1000 \text{ Hz}$;

20 - l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) est focalisée simultanément en plusieurs points ;

25 - l'étape (c) de traitement d'images est suivie (immédiatement ou non) par une étape (d) de cartographie au cours de laquelle, à partir d'une évolution du paramètre de mouvement au cours du temps, on calcule au moins un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement en au moins certains points du champ d'observation pour déterminer ainsi une cartographie dudit paramètre de propagation dans le champ d'observation ;

- le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie

est choisi parmi la vitesse des ondes de cisaillement, le module de cisaillement, le module d'Young, l'atténuation des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement, la viscosité de cisaillement et le temps de relaxation mécanique ;

5 - on répète successivement les étapes (a) à (d) en émettant des ondes ultrasonores différentes au cours des étapes d'excitation (a) successives, puis on combine les différentes cartographies obtenues au cours des étapes de
10 cartographie (d) successives, pour calculer une cartographie synthétique du champ d'observation.

 Par ailleurs, l'invention a également pour objet un dispositif d'imagerie utilisant des ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant qui
15 contient des particules réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, ce dispositif comprenant un réseau de transducteurs commandés indépendamment les uns des autres par au moins une unité centrale électronique adaptée pour :

 - faire générer au moins une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique,

 - observer la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points d'un champ
d'observation dans le milieu viscoélastique, en faisant émettre dans le milieu viscoélastique, par ledit réseau de
25 transducteurs, une succession de tirs d'ondes ultrasonores de compression non focalisées, à une cadence d'au moins 500 tirs par seconde, puis en faisant détecter en temps réel par ledit réseau de transducteurs, et pour enregistrer en temps réel, des signaux acoustiques reçus du milieu viscoélastique, comprenant les échos générés par les ondes ultrasonores de compression non focalisées en interagissant avec
30 les particules réfléchissantes dudit milieu viscoélastique,

 - et traiter les signaux acoustiques successifs reçus du milieu viscoélastique pour déterminer des images

de propagation successives de l'onde de cisaillement, puis déterminer au moins un paramètre de mouvement du milieu viscoélastique en différents points du champ d'observation, caractérisé en ce que l'unité centrale électronique est
5 adaptée pour faire générer l'onde élastique de cisaillement en faisant émettre au moins une onde ultrasonore focalisée dans le milieu viscoélastique par ledit réseau de transducteurs, la focalisation et la chronologie de ladite onde ultrasonore focalisée, ainsi que la chronologie desdites on-
10 des ultrasonores non focalisées, étant adaptées pour que lesdites ondes ultrasonores non focalisées parviennent dans le champ d'observation lors de la propagation de l'onde de cisaillement dans ce champ d'observation.

D'autres caractéristiques et avantages de l'inven-
15 tion apparaîtront au cours de la description suivante d'une de ses formes de réalisation, donnée à titre d'exemple non limitatif, en regard du dessin joint.

Sur le dessin, la figure 1 est une vue schématique d'un dispositif d'imagerie par ondes de cisaillement selon
20 une forme de réalisation de l'invention.

Le dispositif d'imagerie 1 représenté sur la figure 1 est destiné à étudier la propagation des ondes élastiques de cisaillement dans un milieu viscoélastique 2 qui est diffusant vis à vis des ondes ultrasonores de compression,
25 et qui peut être par exemple :

- un corps inerte, notamment dans le cas du contrôle de qualité pour des applications industrielles,
- ou un corps vivant, par exemple une partie du corps d'un patient, dans le cas des applications médicales.

30 Ces mouvements sont suivis par exemple au moyen d'un micro-ordinateur 4 (comportant au moins une interface d'entrée 4a telle qu'un clavier ou autre, et une interface de sortie telle qu'un écran ou autre) ou toute autre unité centrale électronique, qui fait envoyer dans le milieu 2, à

partir de sa surface extérieure 3, des ondes ultrasonores de compression qui interagissent avec les particules diffusantes 5 contenues dans le milieu 1, lesquelles particules sont réfléchissantes pour les ondes ultrasonores de compression. Les particules 5 peuvent être constituées par toute hétérogénéité du milieu 1, et notamment, lorsqu'il s'agit d'une application médicale, par des particules de collagène présentes dans les tissus humains (ces particules forment sur les images échographiques des points connus sous le terme "speckle").

Pour observer la propagation de l'onde de cisaillement, on utilise une sonde ultrasonore 6 disposée contre la surface extérieure 3 du milieu observé 1. Cette sonde envoie, selon un axe X, des impulsions d'ondes ultrasonores de compression du type de celles couramment utilisées en échographie, à une fréquence comprise par exemple entre 0,5 et 100 MHz et de préférence entre 0,5 et 15 MHz, par exemple de l'ordre de 4 MHz.

La sonde ultrasonore 6 est constituée par un réseau de n transducteurs ultrasonores $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_n$, n étant un nombre entier n au moins égal à 1.

Cette sonde 6 peut se présenter par exemple sous la forme d'une barrette linéaire pouvant comprendre par exemple $n = 128$ transducteurs alignés selon un axe Y perpendiculaire à l'axe X. Mais la sonde en question pourrait être également un réseau bidimensionnel (plan ou non) de transducteurs.

Les transducteurs T_1, T_2, \dots, T_n sont commandés indépendamment les uns des autres par le micro-ordinateur 4, éventuellement par l'intermédiaire d'une unité centrale CPU qui est contenue par exemple dans une baie électronique 7 ~~reliée par un câble souple à la sonde 6~~. Les transducteurs T_1 - T_n peuvent ainsi émettre sélectivement :

- soit une onde ultrasonore de compression "plane"

(c'est à dire en l'occurrence une onde dont le front d'onde est rectiligne dans le plan X, Y) ou tout autre type d'onde non focalisée éclairant l'ensemble du champ d'observation dans le milieu 2, par exemple une onde générée en faisant
5 émettre des signaux acoustiques aléatoires par les différents transducteurs T1-Tn,

- soit une onde ultrasonore de compression focalisée en un ou plusieurs points du milieu 2.

Pour observer la propagation de l'onde de cisaillement dans le milieu 2, on procède en plusieurs étapes successives :

(a) une étape d'excitation au cours de laquelle le micro-ordinateur 4 fait générer une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique 2, en faisant
15 émettre au moins une onde ultrasonore focalisée dans le milieu viscoélastique par la sonde 6,

(b) une étape d'observation au cours de laquelle on observe la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points du champ d'observation dans
20 le milieu viscoélastique 2, cette étape d'observation comprenant les sous-étapes suivantes :

(b1) le micro-ordinateur 4 fait émettre dans le milieu viscoélastique, par la sonde 6 une succession de tirs d'ondes ultrasonores de compression non focalisées à
25 une cadence d'au moins 500 tirs par seconde (la focalisation et la chronologie de l'onde ultrasonore focalisée émise à l'étape (a), ainsi que la chronologie desdites ondes ultrasonores non focalisées, sont adaptées pour qu'au moins certaines desdites ondes ultrasonores non focalisées
30 parviennent dans le champ d'observation lors de la propagation de l'onde de cisaillement dans ce champ d'observation, pour au moins certaines émissions d'onde ultrasonore non focalisée),

(b2) le micro-ordinateur 4 fait détecter par la

sonde 6 et enregistrer en temps réel des signaux acoustiques reçus du milieu viscoélastique 2, comprenant les échos générés par les ondes ultrasonores de compression non focalisées en interagissant avec les particules réfléchissantes
5 du milieu viscoélastique, ces échos correspondant (directement ou indirectement) à des images successives de déplacement du milieu viscoélastique,

(c) et au moins une étape de traitement au cours de laquelle :

10 (c1) le micro-ordinateur 4 traite les signaux acoustiques successifs reçus du milieu viscoélastique 2 au cours de la sous-étape (b2) pour déterminer des images de propagation successives,

(c2) et le micro-ordinateur 4 détermine au moins
15 un paramètre de mouvement du milieu viscoélastique 2 en différents points du champ d'observation.

L'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) peut être une onde monochromatique de fréquence f comprise entre 0,5 et 15 MHz, par exemple
20 environ 4 MHz, émise pendant une durée k/f en secondes, où k est un entier compris entre 50 et 5000 (par exemple de l'ordre de 500) et f est exprimé en Hz. Eventuellement, une telle onde peut être émise pendant une succession de périodes d'émission séparées par des périodes de repos, les périodes d'émission se succédant à une cadence comprise entre
25 10 et 1000 émissions par seconde.

En variante, l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) est une combinaison linéaire (notamment une somme) de deux signaux monochromatiques de fréquences respectives f_1 et f_2 telles que $20 \text{ Hz} \leq |f_1 - f_2| \leq 1000 \text{ Hz}$, ce qui produit une onde modulée en amplitude avec une fréquence de modulation $|f_1 - f_2|$.

Par ailleurs, l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) peut éventuellement être

focalisée, simultanément ou non, en plusieurs points, de façon que l'onde de cisaillement générée présente la forme souhaitée (par exemple, on peut ainsi générer une onde de cisaillement plane, ou au contraire une onde de cisaillement focalisée) et illumine les zones souhaitées du milieu 2.

Au cours de l'étape (b1), qui peut durer par exemple moins d'une seconde, on peut émettre les ondes ultrasonores de compression non focalisées, à une cadence comprise entre 500 et 10 000 tirs par seconde et de préférence comprise entre 1000 et 5 000 tirs par seconde (cette cadence est limitée par le temps d'aller-retour de l'onde de compression dans le milieu 2, donc par l'épaisseur du milieu 2 dans la direction X : il faut en effet que tous les échos générés par l'onde de compression aient été reçus par la sonde 6 avant d'envoyer une nouvelle onde de compression).

Chaque onde ultrasonore de compression non focalisée se propage dans le milieu 2 avec une vitesse de propagation beaucoup plus élevée que les ondes de cisaillement (par exemple de l'ordre de 1500 m/s dans le corps humain), et interagit avec les particules réfléchissantes 5, ce qui génère des échos ou autres perturbations analogues du signal, connus en soi sous le nom de "bruits de speckle" dans le domaine de l'échographie.

Ces "bruits de speckle" sont captés par les transducteurs T_1, \dots, T_n au cours de la sous-étape (b2), après chaque tir d'onde ultrasonore de compression non focalisée. Le signal $s_{ij}(t)$ ainsi capté par chaque transducteur T_i après le tir n° j est tout d'abord échantillonné à haute fréquence (par exemple de 30 à 100 MHz) et numérisé en temps réel (par exemple sur 12 bits) par un échantillonneur appartenant à la baie 7 et relié à ce transducteur, respectivement E_1, E_2, \dots, E_n .

Le signal $s_{ij}(t)$ ainsi échantillonné et numérisé

est ensuite mémorisé, également en temps réel, dans une mémoire M_i appartenant à la baie 7 et propre au transducteur T_i .

Chaque mémoire M_i présente par exemple une capacité
 5 de l'ordre de 128 Mo, et contient l'ensemble des signaux $s_{ij}(t)$ reçus successivement pour les tirs $j = 1$ à p .

En temps différé, après la mémorisation de tous les signaux $s_{ij}(t)$ correspondant à une même propagation d'onde de cisaillement, l'unité centrale CPU fait retraiter ces
 10 signaux par un circuit sommateur S appartenant à la baie 7 (ou bien elle effectue elle-même ce traitement, ou encore ledit traitement peut être effectué dans le micro-ordinateur 4), par un processus classique de formation de voies correspondant à la sous-étape (c1).

15 On génère ainsi des signaux $S_j(x, y)$ qui correspondent chacun à l'image du champ d'observation après le tir n° j (dans le cas où l'onde ultrasonore non focalisée est une onde plane).

Par exemple, on peut déterminer un signal $S_j(t)$
 20 par la formule suivante :

$$S_j(t) = \sum_{i=1}^n \alpha_i(x, y) \cdot s_{ij}[t(x, y) \pm d_i(x, y)/V]$$

où :

- s_{ij} est le signal brut perçu par le transducteur n° i après le tir d'onde ultrasonore de compression n° j ,
- 25 - $t(x, y)$ est le temps mis par l'onde ultrasonore de compression pour atteindre le point du champ d'observation de coordonnées (x, y) , avec $t = 0$ au début du tir n° j ,
- $d_i(x, y)$ est la distance entre le point du champ
 30 d'observation de coordonnées (x, y) et le transducteur n° i ,
 ou une approximation de cette distance,
- V est la vitesse moyenne de propagation des on-

des acoustiques ultrasonores de compression dans le milieu viscoélastique observé.

- et $\alpha_i(x,y)$ est un coefficient de pondération tenant compte de lois d'apodisation (en pratique, on pourra
5 dans de nombreux cas considérer que $\alpha_i(x,y)=1$).

La formule ci-dessus s'applique mutatis mutandis lorsque le champ d'observation est à 3 dimensions (réseau bidimensionnel de transducteurs), en remplaçant les coordonnées spatiales (x,y) par (x,y,z) .

10 Après l'étape éventuelle de formation de voies, l'unité centrale CPU mémorise dans une mémoire centrale M appartenant à la baie 7 les signaux d'images $S_j(x,y)$ ou $S_j(x)$ ou $S_j(x,y,z)$, qui correspondent chacun au tir n° j. Ces signaux peuvent également être mémorisés dans le micro-
15 ordinateur 4 lorsqu'il effectue lui-même le traitement d'image.

Ces images sont ensuite traitées en temps différé à la sous-étape (c2), par corrélation et avantageusement par intercorrélation soit deux à deux, soit de préférence avec
20 une image de référence qui peut être :

- soit une image de déplacement précédemment déterminée comme expliqué ci-dessus et utilisée comme image de référence pour les images de déplacement ultérieures (ou pour un nombre limité d'images de déplacement ultérieures,
25 par exemple 30 images de déplacement),

- soit déterminée au cours d'une étape préliminaire d'observation initiale (a0), comme les images successives de déplacement susmentionnées, en faisant émettre une ou plusieurs ondes ultrasonores non focalisées par la sonde
30 6 avant l'étape d'excitation (a) qui génère l'onde de cisaillement (lorsque plusieurs ondes ultrasonores de compression non focalisées sont ainsi émises avant la phase d'excitation, on enregistre des échos générés par chaque onde ultrasonore de compression non focalisée en interagis-

sant avec les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, ces échos correspondant à plusieurs images préliminaires successives du milieu viscoélastique, et on détermine ladite image initiale du milieu viscoélastique en combinant lesdites images préliminaires successives et notamment en moyennant les valeurs des pixels desdites images préliminaires).

L'intercorrélation susmentionnée peut être réalisée par exemple dans un circuit électronique spécialisé DSP appartenant à la baie 7, ou être programmée dans l'unité centrale CPU ou dans le micro-ordinateur 4.

Au cours de ce processus d'intercorrélation, on maximise une fonction d'intercorrélation $\langle S_j(x,y), S_{j+1}(x,y) \rangle$ afin de déterminer le déplacement subi par chaque particule 5 donnant lieu à un écho ultrasonore.

Des exemples de tels calculs d'intercorrélation sont donnés dans l'état de la technique, notamment par O'Donnell et al. ("Internal displacement and strain imaging using speckle tracking", IEEE transactions on ultrasonic, ferroelectrics, and frequency control, vol. 41, n° 3, mai 1994, p. 314-325) et par Ophir et al. ("Elastography : a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues", Ultrasonic imag., vol. 13, p.111-134, 1991).

On obtient ainsi un ensemble de vecteurs déplacements $\vec{u}(\vec{r},t)$ engendrés par les ondes de cisaillement en chaque position \vec{r} du milieu 2 sous l'effet de l'onde de cisaillement (ces vecteurs déplacements peuvent éventuellement être réduits à une seule composante dans l'exemple considéré ici).

Cet ensemble de vecteurs déplacements est stocké dans la mémoire M ou dans le micro-ordinateur 4 et peut par exemple être visualisé, notamment au moyen de l'écran 4a du micro-ordinateur, sous la forme d'un film ralenti où la valeur des déplacements est illustrée par un paramètre opti-

que tel que par un niveau de gris ou par un niveau chromatique.

On visualise ainsi parfaitement les différences de propagation de l'onde de cisaillement entre les zones de caractéristiques différentes du milieu 2, par exemple les
5 tissus sains et les tissus cancéreux dans le cas d'une application médicale.

Ce film de propagation de l'onde de cisaillement est en outre superposable avec une image échographique
10 classique, qui peut être générée également par le dispositif 1 décrit ci-dessus.

Par ailleurs, il est également possible de calculer non pas les déplacements de chaque point du milieu observé 2, mais les déformations du milieu 2, c'est à dire des vecteurs dont les composantes sont les dérivées des composantes des vecteurs déplacements respectivement par rapport aux variables d'espace (coordonnées selon X, Y dans l'exemple considéré). Ces vecteurs de déformation sont utilisables comme les vecteurs déplacements pour visualiser clairement la propagation de l'onde de cisaillement sous la
20 forme d'un film, et présentent en outre l'avantage de s'affranchir des déplacements de la sonde 6 par rapport au milieu observé 2.

A partir des champs de déplacements ou de déformations, le micro-ordinateur 4 peut avantageusement procéder ensuite à une étape de cartographie (d) au cours de laquelle, à partir de l'évolution du paramètre de mouvement (déplacement ou déformation) au cours du temps dans le champ d'observation X, Y (ou X, Y, Z dans le cas d'un réseau bidimensionnel de transducteurs), on calcule au moins
30 un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement, soit en certains points du champ d'observation choisis par l'utilisateur à partir du micro-ordinateur 4, soit dans tout le champ d'observation.

Le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie est choisi par exemple parmi : la vitesse C_s des ondes de cisaillement, le module de cisaillement μ ou le module d'Young $E=3\mu$, l'atténuation α des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement μ_1 , la viscosité de cisaillement μ_2 , ou le temps de relaxation mécanique τ_s des tissus.

Par exemple, on peut calculer en différents points du champ d'observation :

- 10 - la valeur de la célérité C_s de l'onde de cisaillement, qui donne accès à la dureté des tissus,
- la valeur du temps de relaxation mécanique τ_s des tissus, caractéristique de la viscosité locale du milieu.

15 Pour cela, on utilise l'équation de propagation (1) suivante, à laquelle obéissent les déplacements $\vec{u}(\vec{r}, t)$ engendrés par les ondes de cisaillement en chaque position \vec{r} du milieu :

$$20 \quad \rho \frac{\partial^2 \vec{u}(\vec{r}, t)}{\partial t^2} = c_s^2 (1 + \tau_s \frac{\partial}{\partial t}) \cdot \vec{\nabla}^2 \vec{u}(\vec{r}, t) \quad (1)$$

où ρ est la densité des tissus, τ_s est le temps de relaxation mécanique des tissus et c_s est la célérité de l'onde de cisaillement, directement reliée au module d'Young E des tissus par la relation :

$$25 \quad c_s = \sqrt{\frac{E}{3\rho}} \quad (2)$$

Dans le domaine de Fourier, l'équation d'onde (1) ci-dessus peut s'écrire :

$$30 \quad \omega^2 \rho U(\vec{r}, \omega) = c_s^2 (1 + j\omega\tau_s) \Delta U(\vec{r}, \omega) \quad (3)$$

où $U(\vec{r}, \omega)$ est la transformé de Fourier du champ de déplacement $\vec{u}(\vec{r}, t)$ mesuré en chaque point et $\Delta U(\vec{r}, \omega)$ est la transformée de Fourier du laplacien spatial de ce champ $\vec{u}(\vec{r}, t)$. Etant donné que $\omega \tau_S \ll 1$, on a donc accès à une expression
 5 simplifiée :

$$c_s^2 = \omega^2 \rho \frac{U(\vec{r}, \omega)}{\Delta U(\vec{r}, \omega)} \quad (4)$$

$$\tau_s = \frac{1}{\omega} \tan(\Psi(\frac{U(\vec{r}, \omega)}{\Delta U(\vec{r}, \omega)})) \quad (5)$$

10

où $\Psi(x)$ est la phase de la variable complexe x .
 Les fonctions $U(\vec{r}, \omega)$ et $\Delta U(\vec{r}, \omega)$ étant connues en chaque point de l'image échographique, il est donc possible de mesurer en tout point de l'espace le module d'Young et le
 15 temps de relaxation mécanique des tissus, en établissant ainsi une cartographie de ces deux paramètres.

De plus, les équations (4) et (5) étant vraies à chaque fréquence, le calcul de c_s et τ_s peut être avantageusement moyenné sur l'ensemble de la bande des fréquences
 20 portées par l'onde de cisaillement, améliorant ainsi fortement la qualité de la cartographie réalisée. A cet effet, on peut utiliser les formules suivantes :

$$c_s^2 = \frac{1}{\omega_1 - \omega_0} \int_{\omega_0}^{\omega_1} \omega^2 \rho \frac{U(\vec{r}, \omega)}{\Delta U(\vec{r}, \omega)} d\omega \quad (6)$$

25

$$\tau_s = \frac{1}{\omega_1 - \omega_0} \int_{\omega_0}^{\omega_1} \frac{1}{\omega} \tan(\Psi(\frac{U(\vec{r}, \omega)}{\Delta U(\vec{r}, \omega)})) d\omega \quad (7)$$

où ω_0 et ω_1 sont les fréquences minimales et maximales que
 30 porte l'onde de cisaillement

Le mode de calcul serait le même en utilisant non plus les déplacements, mais les déformations du milieu observé 2.

5 Par ailleurs, on peut avantageusement établir successivement plusieurs cartographies des paramètres de propagation souhaités, par exemple cS et τS , en générant successivement des ondes de cisaillement différentes, obtenues par exemple en émettant des ondes ultrasonores de compression focalisées successivement en plusieurs points ou ayant
10 des formes d'ondes différentes. On peut ensuite combiner les différentes cartographies obtenues, par exemple en les moyennant, de façon à obtenir une cartographie synthétique plus riche et plus précise.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie utilisant des ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant
5 (2) qui contient des particules (5) réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, procédé comprenant :

(a) une étape d'excitation au cours de laquelle on génère une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique (2),

10 (b) une étape d'observation au cours de laquelle on observe la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points d'un champ d'observation dans le milieu viscoélastique (2), cette étape d'observation comprenant les sous-étapes suivantes :

15 (b1) faire émettre dans le milieu viscoélastique (2), par un réseau de transducteurs (6) commandés indépendamment les uns des autres, une succession de tirs d'ondes ultrasonores de compression non focalisées à une cadence d'au moins 500 tirs par seconde,

20 (b2) faire détecter et enregistrer en temps réel des signaux acoustiques reçus du milieu viscoélastique (2), comprenant les échos générés par les ondes ultrasonores de compression non focalisées en interagissant avec les particules réfléchissantes (5) dudit milieu viscoélastique,

25 (c) et au moins une étape de traitement au cours de laquelle :

(c1) on traite les signaux acoustiques successifs reçus du milieu viscoélastique (2) au cours de la sous-étape (b2) pour déterminer des images de propagation
30 successives de l'onde de cisaillement,

(c2) et on détermine au moins un paramètre de mouvement du milieu viscoélastique (2) en différents points du champ d'observation,
caractérisé en ce qu'au cours de l'étape d'excitation (a),

on fait générer l'onde élastique de cisaillement en faisant émettre au moins une onde ultrasonore focalisée dans le milieu viscoélastique (2) par ledit réseau de transducteurs (6), la focalisation et la chronologie de ladite onde ultrasonore focalisée, ainsi que la chronologie desdites ondes ultrasonores non focalisées, étant adaptées pour qu'au moins certaines desdites ondes ultrasonores non focalisées parviennent dans le champ d'observation lors de la propagation de l'onde de cisaillement dans ce champ d'observation, pour au moins certaines émissions d'onde ultrasonore non focalisée.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel, au cours de la sous-étape (b2), pour déterminer ledit paramètre de mouvement, on compare plusieurs images successives de propagation avec une même image de référence du milieu viscoélastique (2), cette image de référence était déterminée en tirant au moins une onde ultrasonore de compression non focalisée dans ledit milieu viscoélastique puis en détectant et en enregistrant des échos générés par ladite onde ultrasonore de compression non focalisée lorsqu'elle interagit avec les particules réfléchissantes (5) du milieu viscoélastique.

3. Procédé selon la revendication 2, dans lequel l'étape (a) est précédée d'une étape d'observation initiale (a0) au cours de laquelle on tire au moins une onde ultrasonore de compression non focalisée puis on détecte et on enregistre des échos générés par ladite onde ultrasonore de compression non focalisée en interagissant avec les particules réfléchissantes (5) du milieu viscoélastique, ces échos correspondant à une image initiale du milieu viscoélastique, et au cours de la sous-étape (b2) ladite image initiale constitue ladite image de référence pour traiter au moins certaines des images successives de déplacement.

4. Procédé selon la revendication 3, dans lequel,

au cours de l'étape d'observation initiale (a0), on tire successivement plusieurs ondes ultrasonores de compression non focalisées puis on détecte et on enregistre des échos générés par chaque onde ultrasonore de compression non focalisée en interagissant avec les particules réfléchissantes (5) du milieu viscoélastique, ces échos correspondant à plusieurs images successives du milieu viscoélastique, et on détermine ladite image initiale du milieu viscoélastique en combinant lesdites images successives.

5. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel ledit paramètre de mouvement est un déplacement du milieu viscoélastique (2).

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) présente une fréquence f comprise entre 0,5 et 15 MHz et est émise pendant une durée k/f en secondes, où k est un entier compris entre 50 et 5000 et f est exprimé en Hz.

7. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, dans lequel l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) présente une fréquence comprise entre 0,5 et 15 MHz et est émise pendant une succession de périodes d'émission séparées par des périodes de repos, les périodes d'émission se succédant à une cadence comprise entre 10 et 1000 émissions par seconde.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, dans lequel l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) est une combinaison linéaire (notamment une somme) de deux signaux monochromatiques de fréquences respectives f_1 et f_2 telles que $20 \text{ Hz} \leq |f_1 - f_2| \leq 1000 \text{ Hz}$.

9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) est focalisée

simultanément en plusieurs points.

10. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'étape (c) de traitement d'images est suivie par une étape (d) de cartographie au cours de laquelle, à partir d'une évolution du paramètre de mouvement au cours du temps, on calcule au moins un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement en au moins certains points du champ d'observation pour déterminer ainsi une cartographie dudit paramètre de propagation dans le champ d'observation.

11. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie (d) est choisi parmi la vitesse des ondes de cisaillement, le module de cisaillement, le module d'Young, l'atténuation des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement, la viscosité de cisaillement et le temps de relaxation mécanique.

12. Procédé selon la revendication 11, dans lequel on répète successivement les étapes (a) à (d) en émettant des ondes ultrasonores focalisées différentes au cours des étapes d'excitation (a) successives, puis on combine les différentes cartographies obtenues au cours des étapes de cartographie (d) successives, pour calculer une cartographie synthétique du champ d'observation.

13. Dispositif d'imagerie pour la mise en œuvre d'un procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, utilisant des ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant (2) qui contient des particules (5) réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, ce dispositif comprenant un réseau de transducteurs (6) commandés indépendamment les uns des autres par au moins une unité centrale électronique (4, CPU) adaptée pour :

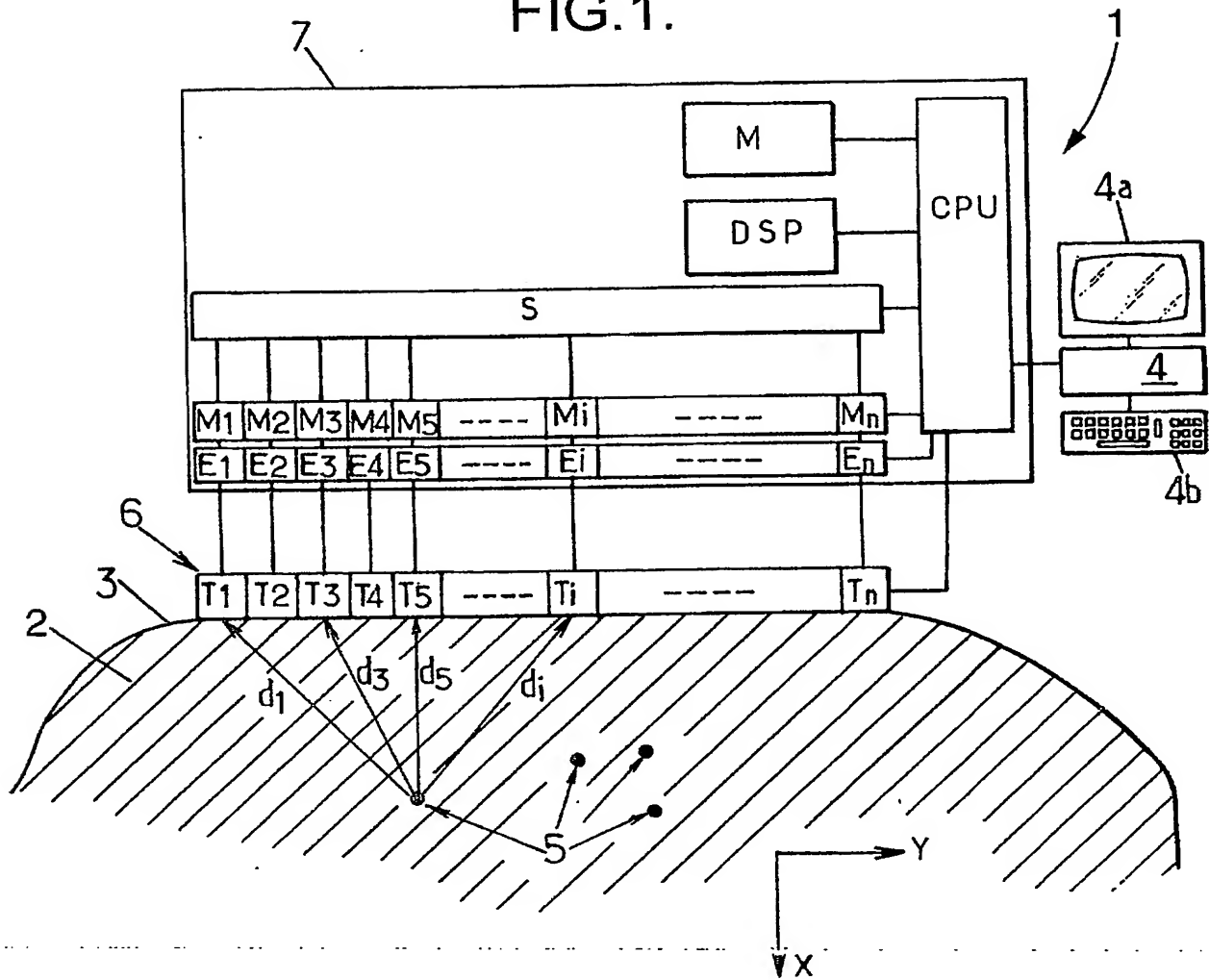
- faire générer au moins une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique (2),

- observer la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points d'un champ d'observation dans le milieu viscoélastique (2), en faisant émettre dans le milieu viscoélastique, par ledit réseau de transducteurs (6), une succession de tirs d'ondes ultrasonores de compression non focalisées, à une cadence d'au moins 500 tirs par seconde, puis en faisant détecter en temps réel par ledit réseau de transducteurs (6), et pour enregistrer en temps réel, des signaux acoustiques reçus du milieu viscoélastique (2), comprenant les échos générés par les ondes ultrasonores de compression non focalisées en interagissant avec les particules réfléchissantes (5) dudit milieu viscoélastique,

- et traiter les signaux acoustiques successifs reçus du milieu viscoélastique (2) pour déterminer des images de propagation successives de l'onde de cisaillement, puis déterminer au moins un paramètre de mouvement du milieu viscoélastique (2) en différents points du champ d'observation,

caractérisé en ce que l'unité centrale électronique (4) est adaptée pour faire générer l'onde élastique de cisaillement en faisant émettre au moins une onde ultrasonore focalisée dans le milieu viscoélastique par ledit réseau de transducteurs (6), la focalisation et la chronologie de ladite onde ultrasonore focalisée, ainsi que la chronologie desdites ondes ultrasonores non focalisées, étant adaptées pour que lesdites ondes ultrasonores non focalisées parviennent dans le champ d'observation lors de la propagation de l'onde de cisaillement dans ce champ d'observation.

FIG.1.



DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 1. / 1.

(À fournir dans le cas où les demandeurs et les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)

INV

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

CB 113 W 275691

Vos références pour ce dossier (facultatif)

N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL

BFF020242

6210838

TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)

PROCEDE ET DISPOSITIF D'IMAGERIE UTILISANT DES ONDES DE CISAILLEMENT.

LE(S) DEMANDEUR(S) :

CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE - CNRS -
UNIVERSITE PARIS 7 - DENIS DIDEROT

DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :

1 Nom			
Prénoms			
Adresse	Rue	FINK Mathias	
	Code postal et ville	16 rue Edouard Laferrière 92190 MEUDON FRANCE	
Société d'appartenance (facultatif)			
2 Nom			
Prénoms			
Adresse	Rue	TANTER Mickaël	
	Code postal et ville	6 rue des Quatre Vents 75006 PARIS FRANCE	
Société d'appartenance (facultatif)			
3 Nom			
Prénoms			
Adresse	Rue		
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			

S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages.

DATE ET SIGNATURE(S)
DU (DES) DEMANDEUR(S)
OU DU MANDATAIRE
(Nom et qualité du signataire)

Le 2 septembre 2002

CABINET PLASSERAUD

Eric BURBAUD

94-0304

PCT Application
FR0302516



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☐ BLACK BORDERS

☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

☐ FADED TEXT OR DRAWING

☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

☐ SKEWED/SLANTED IMAGES

☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

☐ GRAY SCALE DOCUMENTS

☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.